

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 7月12日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-203993

[ ST.10/C ]:

[ JP2002-203993 ]

出 願 人

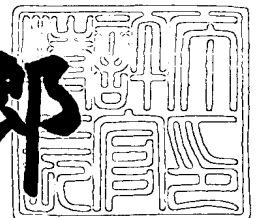
Applicant(s):

セイコーエプソン株式会社

2003年 6月 3日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3043194

【書類名】 特許願

【整理番号】 EP-0389301

【提出日】 平成14年 7月12日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/00

【発明者】

    【住所又は居所】 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

    【氏名】 天野 和彦

【発明者】

    【住所又は居所】 福岡県福岡市城南区七隈八丁目19-1 福岡大学内

    【氏名】 田中 宏暁

【特許出願人】

    【識別番号】 000002369

    【氏名又は名称】 セイコーエプソン株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100090479

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 井上 一

    【電話番号】 03-5397-0891

【選任した代理人】

    【識別番号】 100090387

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 布施 行夫

    【電話番号】 03-5397-0891

【選任した代理人】

    【識別番号】 100090398

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 大渕 美千栄

【電話番号】 03-5397-0891

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 039491

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9402500

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 運動負荷強度評価装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 運動中の被験者に装着され、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

検出された脈波に基づいて、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴より前記駆出時間を測定する駆出時間測定部と、

時間経過毎に前記駆出時間測定部にて測定される前記駆出時間が入力され、各駆出時間の変化を検出する駆出時間変化検出部と、

を有する運動負荷強度評価装置。

【請求項 2】 請求項 1 において、

前記被験者の運動による体動に起因した、体動波形を検出する体動波形検出部と、

前記脈波検出部からの脈波より、前記体動波形検出部からの体動波形を除去する体動波形除去部と、

をさらに有し、

前記駆出時間測定部には、前記体動波形が除去された脈波が入力される運動負荷強度評価装置。

【請求項 3】 請求項 1 または 2 において、

前記駆出時間測定部は、前記脈波の立ち上がりからディクロティクノッチに至るまでの時間間隔を測定する運動負荷強度評価装置。

【請求項 4】 請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、

前記駆出時間測定部は、前記脈波を一次微分する一次微分部と、一次微分波形を二次微分する二次微分部とを有し、二次微分波形に基づいて前記駆出時間を測定する運動負荷強度評価装置。

【請求項 5】 請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、

前記駆出時間測定部は、前記脈波の波高値と基準値とを比較するコンパレータを含み、前記コンパレータからの矩形波の波幅に基づいて前記駆出時間を測定す

る運動負荷強度評価装置。

【請求項 6】 請求項 5 において、

前記コンパレータは、帰還抵抗が正の入力端子に接続されたヒステリシス付コンパレータである運動負荷強度評価装置。

【請求項 7】 請求項 1 において、

前記脈波検出部からの脈波をフーリエ変換するフーリエ変換部をさらに有し、  
前記駆出時間検出部は、フーリエ変換された周波数スペクトルの中から、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴に基づく周波数スペクトルを抽出し、  
前記駆出時間変化検出部は、時間経過毎に前記駆出時間測定部より抽出された周波数スペクトルの周波数の変化を検出する運動負荷強度評価装置。

【請求項 8】 請求項 2 において、

前記脈波検出部からの脈波をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換部と、  
前記体動波形検出部からの体動波形をフーリエ変換する第 2 のフーリエ変換部と、  
をさらに有し、  
前記体動波形除去部は、前記第 1、第 2 のフーリエ変換部からの各周波数帯域の周波数スペクトルのうち、同一周波数の周波数スペクトル同士を減算する運動負荷強度評価装置。

【請求項 9】 請求項 8 において、

前記駆出時間検出部は、前記体動波形除去部からの周波数スペクトルの中から、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴に基づく周波数スペクトルを抽出し、  
前記駆出時間変化検出部は、時間経過毎に前記駆出時間測定部より抽出された周波数スペクトルの周波数の変化を検出する運動負荷強度評価装置。

【請求項 10】 請求項 1 乃至 9 のいずれかにおいて、

前記駆出時間変化検出部の出力に基づいて、前記駆出時間が増加した時に、無酸素運動に入ったことを告知する告知部をさらに有する運動負荷強度評価装置。

【請求項 11】 運動中の被験者に装着され、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

検出された脈波に基づいて、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴より前記駆出時間を測定する駆出時間測定部と、

前記駆出時間と運動負荷強度との相関データを記憶する記憶部と、

前記駆出時間測定部にて測定される前記駆出時間に基づいて、前記記憶部より対応する運動負荷強度を検出する運動負荷強度検出部と、  
を有する運動負荷強度評価装置。

【請求項 1 2】 請求項 1 1 において、

時間経過毎に前記駆出時間測定部にて測定される前記駆出時間が入力され、各駆出時間の変化を検出する駆出時間変化検出部がさらに設けられ、

前記運動負荷強度検出部は、前記駆出時間変化検出部にて前記駆出時間が変化した時に、前記運動負荷強度を検出する運動負荷強度評価装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被験者の運動負荷強度を評価する運動負荷強度評価装置に関する。特に、現在の運動強度が有酸素運動であるか無酸素運動であるかを評価したり、あるいは運動負荷強度自体を評価することができる運動負荷強度評価装置に関する。

【0 0 0 2】

【背景技術及び発明が解決しようとする課題】

有酸素運動から無酸素運動へ切り換わる閾値を運動負荷強度または酸素摂取量の数値として表現した、無酸素性作業閾値（A T : anaerobic threshold）は、呼吸器系や循環器系の機能に対する運動効果の評価や、スポーツのトレーニングにおける適切な運動負荷強度の選択などを行うために有用な指標であることが知られている。無酸素性作業閾値の検出は、血液中の乳酸濃度が急激に増加し始める運動負荷強度または酸素摂取量の数値である乳酸閾値（L T : lactic threshold）の検出、または、運動負荷強度の増加に伴う呼気中の二酸化炭素の増加率が一段と高くなる運動負荷強度または酸素摂取量の数値である換気閾値（V T : ventilatory threshold）の検出によって行うことができる。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、血液中の乳酸値の測定は、血液の採取が必要となるため侵襲的に行わねばならず、運動の実施とともに手軽に行うということは困難である。

【 0 0 0 4 】

また、換気閾値を検出するために行われる、酸素摂取量や二酸化炭素発生量の監視は、装置から伸びる管路に接続されたマウスピースを通して呼吸を行い、吸気や呼気の量と成分を計測する必要があるため、大掛かりな装置を必要とする。

【 0 0 0 5 】

本発明の目的は、非侵襲的に検出される脈波に基づいて、運動負荷強度を評価することができる運動負荷強度評価装置を提供することにある。

【 0 0 0 6 】

本発明の他の目的は、有酸素運動を維持できる運動負荷強度の上限に達したか否かを評価することができる運動負荷強度評価装置を提供することにある。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明の一態様に係る運動負荷強度評価装置は、  
運動中の被験者に装着され、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

検出された脈波に基づいて、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴より前記駆出時間を測定する駆出時間測定部と、

時間経過毎に前記駆出時間測定部にて測定される前記駆出時間が入力され、各駆出時間の変化を検出する駆出時間変化検出部と、  
を有する。

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様では、非侵襲的に検出された脈波中の特徴より、心臓の駆出時間に相当する時間（以下、これも駆出時間という）が測定される。この駆出時間と心拍数とは相関があり、駆出時間が一定であれば心拍数はほぼ一定であり、有酸素運動の範囲となる。しかし、駆出時間が短くなると心拍数が増え、無酸素運動の範囲に入る。よって、駆出時間変化検出部にて駆出時間の変化を検出すれば

、現在の運動が有酸素運動の運動負荷強度であるのか、あるいは無酸素運動の運動負荷強度であるかを評価できる。この駆出時間は血液中の乳酸値とも相関があり、駆出時間が変化（短くなる）すると、乳酸値の増加率が高まることが確認された。よって、駆出時間の変化は、乳酸閾値を越えたことを意味し、運動負荷強度が過大であると評価することができる。

## 【 0 0 0 9 】

本発明の一態様では、前記被験者の運動による体動に起因した、体動波形を検出する体動波形検出部と、前記脈波検出部からの脈波より、前記体動波形検出部からの体動波形を除去する体動波形除去部とをさらに設けることができる。運動中の体動が脈波に悪影響を及ぼすので、この悪影響を除去することが望ましいからである。この場合、駆出時間測定部には、体動波形が除去された脈波が入力されるので、より精度高く運動負荷強度を評価できる。

## 【 0 0 1 0 】

前記駆出時間測定部は、前記脈波の立ち上がりからディクロティクノッチに至るまでの時間間隔を測定することができる。詳細を後述するように、脈波の立ち上がりからディクロティクノッチに至るまでの時間間隔が、駆出時間を反映しているからである。

## 【 0 0 1 1 】

前記駆出時間測定部は、前記脈波を一次微分する一次微分部と、一次微分波形を二次微分する二次微分部とを有することができる。二次微分波形では、上述した脈波の特徴がより顕在化するので、それに基づいて駆出時間を測定することができるからである。

## 【 0 0 1 2 】

前記駆出時間測定部は、脈波の波高値と基準値とを比較するコンパレータを含むことができる。このコンパレータからの矩形波の波幅に基づいて駆出時間を測定することができる。このとき、帰還抵抗が正の入力端子に接続されたヒステリシス付コンパレータを用いることができる。ヒステリシス付コンパレータは、例えばディクロティクノッチ付近で矩形波が立ち下がった直後に、脈波の波高値が基準値を再度上回ったとしても、矩形波の立ち上がりを遅らせることができるか



らである。これにより、駆出時間を反映した矩形波を確保することができる。

【0013】

前記脈波検出部からの脈波をフーリエ変換するフーリエ変換部をさらに有することができる。この場合、前記駆出時間検出部は、フーリエ変換された周波数スペクトルの中から、心臓の駆出時間を反映する前記脈波の特徴に基づく周波数スペクトルを抽出する。前記駆出時間変化検出部は、時間経過毎に前記駆出時間測定部より抽出された周波数スペクトルの周波数の変化を検出する。こうして、周波数スペクトルに基づいて、駆出時間の変化を検出できる。

【0014】

前記脈波検出部からの脈波をフーリエ変換する第1のフーリエ変換部と、前記体動波形検出部からの体動波形をフーリエ変換する第2のフーリエ変換部とをさらに有することができる。この場合、前記体動波形除去部は、前記第1、第2のフーリエ変換部からの各周波数帯域の周波数スペクトルのうち、同一周波数の周波数スペクトル同士を減算する。こうして、周波数スペクトルの段階で体動を除去するみことができる。これ以降の駆出時間検出と駆出時間変化検出も、上記と同様に周波数スペクトルに基づいて実施できる。

【0015】

本発明では、前記駆出時間が変化した時に、無酸素運度に入ったことを告知する告知部をさらに有することができる。これにより、被験者は有酸素運動を継続することができ、告知があった場合に運動負荷強度を低下させれば良い。

【0016】

本発明の他の態様では、上述した駆出時間変化検出部に代えて、あるいはそれに追加して、前記駆出時間測定部にて測定される前記駆出時間に基づいて、前記記憶部より対応する運動負荷強度を検出する運動負荷強度検出部を設けることができる。こうすると、運動中の負荷強度を認識することができる。

【0017】

この場合、前記運動負荷強度検出部は、前記駆出時間変化検出部にて前記駆出時間が変化した時に、前記運動負荷強度を検出するようにしてもよい。

【0018】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照して説明する。

## （駆出時間の説明）

図 1 は、心臓の周期を示したものである。図 1 において、波形 SW は心電波形、波形 MH 1 は心臓から流出する直後の大動脈血圧波形、波形 MH 2 は末梢部（橈骨動脈）の一般的な脈波波形である。図 1 において、血液の流動に伴う時間遅れは無視してある。駆出時間 ED (Ejection Duration) は、厳密な意味においては、大動脈血圧波形 MH 1 における大動脈弁開放時刻  $t_1$  と大動脈弁閉鎖時刻  $t_2$  の時間間隔となり、安静時において、280ms 程度である。大動脈弁の閉鎖は心室の収縮によって起こるので、この時間間隔は、心室収縮期の時間 (Systolic Time) とほぼ一致する。

## 【0019】

ところで、末梢部の脈波波形 MH 2 におけるノッチ N 1 は、大動脈弁閉鎖によって生じるものである。このため、脈波波形 MH 2 における最小ピーク P 0 から最大ピーク P 1 の直後に生じるピーク P 2 までの時間間隔は、見積の収縮時間 (Estimated Systolic Time) と呼ばれ、駆出時間 ED に相当する。

## 【0020】

ところで、脈波波形には個人差があり、また同一個人においても波形形状が体調などによって変化することが知られている。このため、末梢部の脈波波形 MH 2 は、波形 MH 3 に示すように、ピーク P 2 とピーク P 3 が重なり、ノッチ N 1 が生じない場合がある。この場合には、厳密な意味において駆出時間 ED を計測することは難しいが、ディクトロティックノッチ (Dicrotic Notch) N 2 のタイミングが一般的な脈波波形 MH 2 より早く現われる傾向がある。従って、脈波の立ち上がり点 P 0 からディクトロティックノッチ N 2 におけるピーク P 4 までの時間間隔を、駆出時間 ED として取り扱っても実用上問題はない。本実施形態では、図 1 の脈波 MH 2、MH 3 の種類に拘らず、点 P 0 からディクトロティックノッチ P 4 までの時間間隔を駆出時間 ED として取り扱うものとする。

## 【0021】

このことから、駆出時間 ED は、厳密な意味のみならず、心室収縮期の時間 (

Sysolic Time) 及び見積の収縮時間 (Estimated Sysolic Time) を含むものとして、以下の説明を進める。

(駆出時間と乳酸量との相関)

図 2 は、ある被験者の駆出時間と乳酸値との相関を示す特性図である。図 2 の横軸は運動の負荷強度 (Watt) であり、左縦軸は駆出時間 (m s e c)、右縦軸は血液中に発生する乳酸値 (m m o l / l) である。

【 0 0 2 2 】

ここで、血液中の乳酸値と運動負荷強度に応じた疲労との相関は公知であり、図 2 においても、血液中の乳酸値は運動の負荷強度が大きくなると増大する。

【 0 0 2 3 】

また、運動の負荷強度が小さければ、疲労も少なく血液中の乳酸量はさほど上昇しないことも知られている。

【 0 0 2 4 】

一方、駆出時間と心拍数とは相関があり、駆出時間が一定であれば心拍数はほぼ一定であり、有酸素運動の範囲となる。しかし、駆出時間が短くなると心拍数が増え、無酸素運動の範囲に入る。人体に最適な運動とは、有酸素運動を続けることであり、有酸素運動の運動負荷強度の上限を知ることは極めて有用である。

【 0 0 2 5 】

図 2 に示すように、運動負荷強度が 1 0 0 [Watt] 付近までは、駆出時間 E D はほぼ変化がなく、血液中の乳酸値の変化も少ない。しかし、運動負荷強度が 1 0 0 [Watt] を超えると、駆出時間 E D が短くなり、血液中の乳酸値の増加率が高くなる。この被験者の場合、運動負荷強度が 1 0 0 [Watt] 付近の点が、乳酸閾値 L T (Lactate Threshold) となる。

【 0 0 2 6 】

このように、運動負荷中に駆出時間 E D を監視し、それがほぼ一定であれば乳酸閾値 L T に達する前の有酸素運動の範囲であり、駆出時間 E D が変化したときに乳酸閾値 L T を越え、無酸素運動の範囲に突入したことが分かる。

(運動負荷強度評価装置の概要)

本実施形態の運動負荷強度評価装置は、上述した原理に基づいて、被験者の運

動負荷強度を評価するものであり、図 3 のブロック図に示す構成を有する。図 3 において、運動負荷強度評価装置 1 0 は、脈波検出部 6 0、体動波形検出部 7 0、体動波形除去部 8 0、駆出時間測定部 9 0、駆出時間変化検出部 1 0 0 及び告知部 1 1 0 を有する。

#### 【 0 0 2 7 】

脈波検出部 6 0 は、被験者の末梢部の脈波を非侵襲的に検出するものである。体動波形検出部 7 0 は、運動中の被験者の体動に起因した体動波形を検出するものであり、例えば加速度センサにて構成できる。体動波形除去部 8 0 は、脈波検出部 6 0 からの脈波より、体動波形検出部 7 0 からの体動波形を除去するものである。駆出時間測定部 9 0 は、体動波形が除去された脈波 P T G（例えば図 1 の脈波 M H 2 または M H 3）より、ピーク P 0 からピーク P 4 に至る時間間隔（退出時間 E D）を測定するものである。駆出時間変化検出部 1 0 0 は、時間経過毎に駆出時間測定部 9 0 にて測定される駆出時間 E D が入力され、各駆出時間 E D の変化を検出するものである。もし、図 2 の乳酸閾値 L T を越える運動負荷強度にて被験者が運動していれば、駆出時間 E D が変化するので、これを検出できる。告知部 1 1 0 は、駆出時間変化検出部 1 0 0 にて駆出時間の変化が検出された時に、被験者にそのことを告知するものである。この告知により、被験者は有酸素運動から無酸素運動の運動負荷強度に入ったことを検知できる。よって、その告知後に運動負荷強度を弱めれば、有酸素運動を継続実施することが可能となる。

#### （運動負荷強度評価装置の外観構成）

本実施形態の運動負荷強度評価装置は、例えば図 4（A）、図 4（B）および図 4（C）に示すような外観的構成とすることができる。運動負荷強度評価装置 1 0 は、腕時計状の構造を有する装置本体 1 2 と、この装置本体 1 2 のコネクタ部 2 0 にコネクタピース 5 7 を介して接続されるケーブル 5 8 と、このケーブル 5 8 の先端側に設けられた脈波検出部 6 0 とを含んで構成されている。装置本体 1 2 にはリストバンド 5 6 が取り付けられ、リストバンド 5 6 によって装置本体 1 2 が被験者の手首に装着される。

#### 【 0 0 2 8 】

装置本体 1 2 はコネクタ部 2 0 を備えており、コネクタ部 2 0 にはケーブル 5 8 の端部となっているコネクタピース 5 7 が着脱自在に取り付けられている。

【 0 0 2 9 】

図 4 (C) は、このコネクタピース 5 7 を取り外したコネクタ部 2 0 を示しており、例えば、ケーブル 5 8 との接続ピン 2 1 や、データ転送を行うための L E D 2 2、フォトトランジスタ 2 3 を備えている。

【 0 0 3 0 】

また、装置本体 1 2 の表面側には、告知部 1 1 0 の一例として例えば液晶パネルからなる表示部 5 4 が設けられている。表示部 5 4 は、セグメント表示領域や、ドット表示領域などを有し、運動負荷強度の評価結果など表示する。なお、表示部 5 4 には液晶パネルではなく他の表示装置を用いてもよい。

【 0 0 3 1 】

装置本体 1 2 の内部には、各種演算や変換などを制御する C P U (central processing unit)、C P U を動作させるプログラムその他を記憶するメモリを備え (図示省略)、装置本体 1 2 の外周部には各種操作や入力を行うためのボタンスイッチ 1 4 がそれぞれ設けられている。

【 0 0 3 2 】

一方、脈波検出部 6 0 は、図 4 (B) に示すように、センサ固定用バンド 6 2 によって遮光されながら、被験者の人差し指の根本付近に装着される。このように、脈波検出部 6 0 を指の根本付近に装着すると、ケーブル 5 8 が短くて済むので、装着しても邪魔にならない。また、指の根元付近は指先に比べると気温による血流量の変化が少ないため、検出した脈波波形に対する気温などの影響が比較的少ない。

(脈波検出部)

脈波検出部 6 0 は、例えば図 5 に示すように、L E D 6 4、フォトトランジスタ 6 5 などを含み、非侵襲的すなわち皮膚を破ることなく末梢における脈波を検出できるように構成されている。この脈波検出部 6 0 は、脈波波形が血流量の変動波形 (容積脈波波形) とほぼ同様の波形となることを利用し、毛細血管網に対する光照射と、毛細血管内の血液による反射光量の変動または透過光量の変動の

検出とを行うように形成された光センサを用いて脈波（容積脈波）を検出する。

【 0 0 3 3 】

さらに具体的には、脈波検出部 6 0 は、スイッチ S W がオン状態となり、電源電圧が印加されると、L E D 6 4 から光が照射される。この照射光は、被験者の血管や組織によって反射した後に、フォトトランジスタ 6 5 によって受光される。したがって、フォトトランジスタ 6 5 の光電流を電圧に変換したものが、脈波検出部 6 0 の信号 M H として出力される。

【 0 0 3 4 】

ここで、L E D 6 4 の発光波長は、血液中のヘモグロビンの吸収波長ピーク付近に選ばれる。このため、受光レベルは血流量に応じて変化する。したがって、受光レベルを検出することによって、脈波波形が検出されることとなる。例えば、L E D 6 4 としては、I n G a N 系（インジウム－ガリウム－窒素系）の青色 L E D が好適である。この L E D の発光スペクトルは、4 5 0 n m 付近を発光ピークとし、その発光波長域は、3 5 0 n m から 6 0 0 n m までの範囲とすることができる。

【 0 0 3 5 】

このような発光特性を有する L E D に対応するフォトトランジスタ 6 5 として、本実施形態においては、例えば G a A s P 系（ガリウム－砒素－リン系）のものを用いることができる。このフォトトランジスタ 6 5 の受光波長領域は、主要感度領域が 3 0 0 n m から 6 0 0 n m までの範囲とし、3 0 0 n m 以下にも感度領域があるものとすることができる。

【 0 0 3 6 】

このような青色 L E D 6 4 とフォトトランジスタ 6 5 とを組み合わせると、その重なり領域である 3 0 0 n m から 6 0 0 n m までの波長領域において、脈波を検出することができ、以下のような利点がある。

【 0 0 3 7 】

まず、外光に含まれる光のうち、波長領域が 7 0 0 n m 以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンドで覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトトランジスタ 6 5 まで到達せず

、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトランジスタ 6 5 に達する。一方、3 0 0 n m より長い波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を 7 0 0 n m 以下としても、実質的な受光波長領域は、3 0 0 n m ~ 7 0 0 n m となる。したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が 3 0 0 n m から 7 0 0 n m までの光に対する吸光係数が大きく、波長が 8 8 0 n m の光に対する吸光係数に比して数倍~約 1 0 0 倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域（3 0 0 n m から 7 0 0 n m）の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に応じて感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波波形の S N 比を高めることができる。

## 【 0 0 3 8 】

このように、脈波検出部 6 0 は、血流量に対応して変化する脈波すなわち容積脈波を、皮膚付近に存在する毛細血管網における赤血球量の変動としてとらえ、皮膚に照射した光の透過量または反射量の変動として検出することができるため、センサを末梢動脈例えば橈骨動脈や側指動脈の位置に合わせることなく検出することができる。したがって、脈波検出部 6 0 は、皮膚付近に存在する毛細血管における赤血球量の変動を、末梢動脈における脈波（容積脈波）として安定して検出することが可能である。なお、脈波検出部 6 0 は、脈圧に基づいて脈波を検出するものであっても良い。

## （駆出時間測定部の構成例 1）

駆出時間 E D は、図 1 にて説明した通り、図 1 の脈波波形 M H 2 または M H 3 において、脈波の立ち上がり点 P 0 から、ディクロティクノッチ P 4 までの時間間隔である。

## 【 0 0 3 9 】

ここで、点 P 0 及び点 P 4 は脈波波形 M H から直接求めても良いが、脈波波形を二回微分した加速度波形を求めると、脈波波形における変極点 P 0 , P 4 の位置がより顕在化する。そこで、図 6 に示すように、駆出時間測定部 9 0 は、体動波形除去部 8 0 からの脈波 P T G を一次微分する一次微分部 9 2 と、一次微分波

形 F D P T G を二次微分する二次微分部 9 4 とを有する。

【 0 0 4 0 】

図 7 (A) は体動波形が除去された脈波の原波形 P T G、図 7 (B) は一次微分波形 F D P T G (速度波形)、図 7 (C) は二次微分波形 S D P T G (加速度波形) をそれぞれ示している。図 7 (C) に示すように、二次微分波形 S D P T G には、図 1 の変極点 P 0 ~ P 4 に相当する、より明確な変極点 a ~ e が現われる。この二次微分波形 S D P T G において、変極点 a - e 間の時間間隔が、脈波の立ち上がりからディクロティクノッチまでの駆出時間 E D に相当している。よって、駆出時間測定部 9 0 は、二次微分波形 S D P T G から駆出時間 E D を測定することができる。

(駆出時間測定部の構成例 2)

駆出時間測定部 9 0 は、図 8 に示すように、体動波形が除去された脈波 P T G に対して、ディクロティクノッチ P 4 の波高付近に設定され比較値 C O が設定されたコンパレータにて構成できる。このコンパレータの出力は図 8 に示す矩形波 R E P となる。なお、図 8 には説明の便宜上脈波 P T G 中に矩形波 R E P を記載したが、矩形波のハイレベルはコンパレータの第 1 の電源電位 V d d となり、ローレベルは第 2 の電源電位 V s s となる。

【 0 0 4 1 】

ここで、矩形波の波幅 W は、点 P 0 からディクメティクノッチ P 4 までの駆出時間 E D と相関がある。よって、矩形波 W のパルス幅 W に対応する時間幅を駆出時間 E D とみなすことができる。駆出時間変化検出部 1 0 0 は、その駆出時間 E D の変化を検出することで、運動負荷強度が図 2 に示す乳酸閾値 L T を超えたか否かを検出することができる。

【 0 0 4 2 】

特に、このコンパレータを図 9 に示すようなヒステリシス付コンパレータ 9 6 とすると良い。このヒステリシス付コンパレータ 9 6 は、帰還抵抗 R 2 が + 入力端子に接続されて、正帰還がかかるようになっている。

【 0 0 4 3 】

+ 入力端子に入力される電圧は、 $(V_0 - V_+) \times R_1 / (R_1 + R_2) + V$



+となる。ここで、出力電圧 $V_0$ は、コンパレータ96を駆動する第1, 第2の電源電位 $V_{dd}$ ,  $V_{ss}$ の一方に常に飽和している。

#### 【0044】

このため、 $(V_0 - V_+)$ は常に0より大きい値となり、+入力端子に入力される電圧は常に、脈波PTGの電圧レベル $V_+$ より常に大きくなる。このように正帰還の効果によって見かけ上の+入力電圧が増やされることになる。よって、出力電圧 $V_0$ が $V_{dd}$ または $V_{ss}$ のどちらかに飽和すると、入力に変化しても出力電圧は容易に反転しない特性を有する。出力電圧 $V_0$ が $V_{dd}$ に飽和している時には、脈波PTGの電圧 $V_+$ が基準値COの電圧 $V_-$ を下回っても、直ちに出力が反転しない。よって、図8において、デイクロティクノッチP4付近で矩形波REが一旦立ち下がった後には、容易に立ち上がらないので、矩形波REPを確実に生成できる。

#### (運動負荷強度評価装置の変形例)

図1の脈波波形MH2またはMH3のデイクロティクノッチP4は、図2に示す乳酸閾値LTに達しない運動負荷強度の負荷中であれば、駆出時間EDがほぼ一定であることから、ほぼ一定の周波数帯域に現われる。よって、予めデイクロティクノッチP4を反映する周波数帯域に関心周波数を設定しておき、その関心周波数帯域の周波数スペクトラムが周波数軸上で許容値を超えてずれたら、駆出時間EDが変化したものと判定できる。乳酸閾値LTを超える運動負荷強度であれば、駆出時間EDが短くなるので、デイクロティクノッチP4を反映する周波数スペクトルは高周波側に移動するはずであるので、それを検出すれば駆出時間EDの変化を検出できる。

#### 【0045】

このためには、図10に示すように、脈波検出部60からの脈波をフーリエ変換する第1のフーリエ変換部120と、体動波形検出部70からの体動波形をフーリエ変換する第2のフーリエ変換部130とが設けられる。体動波形除去部80は、第1, 第2のフーリエ変換部120, 130の出力である周波数スペクトルを、同一周波数同士で引き算して、体動波形を除去する。駆出時間測定部90は、関心周波数帯域抽出部にて構成される。この関心周波数帯域抽出部140は

、体動波形除去部 8 0 からの各種の周波数スペクトルの中から、被験者の駆出時間 E D を反映する関心周波数帯域の周波数スペクトルを抽出する。駆出時間変化検出部 1 0 0 は、周波数比較部にて形成され、今回抽出された関心周波数帯域内の周波数スペクトルの周波数を、例えば前回に抽出された基準周波数と比較する。もし、今回抽出の周波数スペクトルが基準周波数よりも周波数軸上で高周波側に許容値を超えて移動していれば、駆出時間 E D が変化したと判定できる。

## 【 0 0 4 6 】

なお、本発明は上述した各種の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形実施が可能である。

## 【 0 0 4 7 】

例えば、被験者について、図 2 に示すような運動負荷強度と駆出時間の相関データを予め求めておくことができる。すなわち、被験者に歩行や走行などをさせながら運動負荷強度を変化させる運動負荷試験を実施し、各運動負荷時の駆出時間を求めておく。その相関データは、図 1 1 に示すように、例えば入力部 2 0 0 を介して記憶部 2 1 0 に記憶される。図 1 1 では、図 3 の駆出時間検出部 1 0 0 に加えてさらに、運動負荷強度検出部 2 2 0 が設けられている。この運動負荷強度検出部 2 2 0 は、駆出時間測定部 9 0 からの駆出時間 E D と対応する運動負荷強度を、記憶部 2 1 0 から読み出して告知部 1 1 0 に出力するものである。これにより、被験者は現在行っている運動負荷強度を認識することができる。

## 【 0 0 4 8 】

ここで、図 2 に示すように、運動負荷強度が乳酸閾値 L T と対応する強度を越えるまでは、駆出時間に実質的な変化はない。よって、駆出時間の変化ない有酸素運動域では、運動負荷強度の検出が困難であるし、有酸素運動域でその運動負荷強度を知るニーズも少ない。よって、本実施形態では、駆出時間変化検出部 1 0 0 に駆出時間が変化した時、つまり無酸素運動域に入ったときに、運動負荷強度検出部 2 2 0 にて運動負荷強度を検出するように構成しても良い。このためには、図 1 1 に示すように、駆出時間変化検出部 1 0 0 からの信号が運動負荷強度検出部 2 2 0 に入力されている。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

心臓から流出する直後の脈波波形と末梢部の脈波波形との関係を示す図である。

【図 2】

運動負荷強度、血液中の乳酸量及び駆出時間の関係を示す特性図である。

【図 3】

本発明の実施形態に係る運動負荷強度評価装置のブロック図である。

【図 4】

図 4 (A)、図 4 (B) 及び図 4 (C) は、本発明の実施形態に係る運動負荷強度評価装置の外観図である。

【図 5】

図 4 (B) に示す脈波検出部の回路構成の一例を示す回路図である。

【図 6】

一次・二次微分回路を有する駆出時間測定部のブロック図である。

【図 7】

図 7 (A) は体動波形が除去された脈波の原波形 P T G、図 7 (B) は一次微分波形 F D P T G (速度波形)、図 7 (C) は二次微分波形 S D P T G (加速度波形) をそれぞれ示す波形図である。

【図 8】

コンパレータにて脈波を比較値と比較することで生成される、駆出時間と相関のある矩形波を示す特性図である。

【図 9】

脈波から図 8 に示す矩形波を生成するヒステリシス付コンパレータの回路図である。

【図 10】

駆出時間に相当する周波数スペクトルを監視する運動負荷強度評価装置の変形例を示すブロック図である。

【図 11】

予め測定した駆出時間と運動負荷強度との相関データに基づき、運動時に測定

した駆出時間からその運動負荷強度を検出できる変形例のブロック図である。

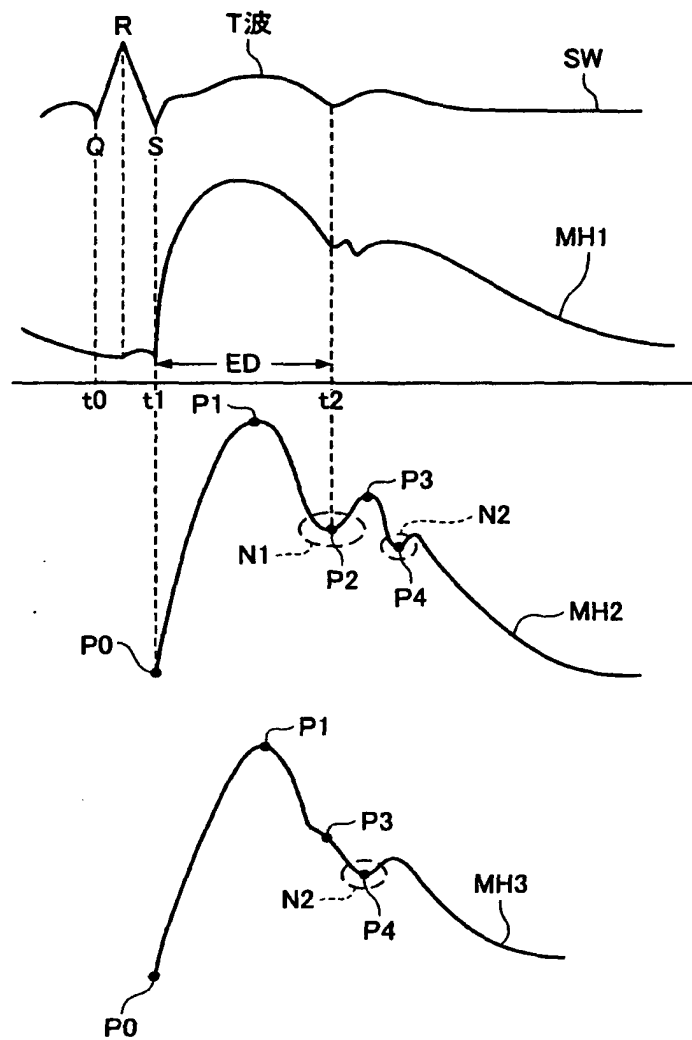
【符号の説明】

- 1 0 運動負荷強度評価装置
- 6 0 脈波検出部
- 7 0 体動波形検出部
- 8 0 体動波形除去部
- 9 0 駆出時間測定部
- 9 2 一次微分部
- 9 4 二次微分部
- 9 6 ヒステリシス付コンパレータ
- 1 0 0 駆出時間変化検出部
- 1 1 0 告知部
- 1 2 0 第 1 のフーリエ変換部
- 1 3 0 第 2 のフーリエ変換部
- 2 0 0 入力部
- 2 1 0 記憶部
- 2 2 0 運動負荷強度検出部

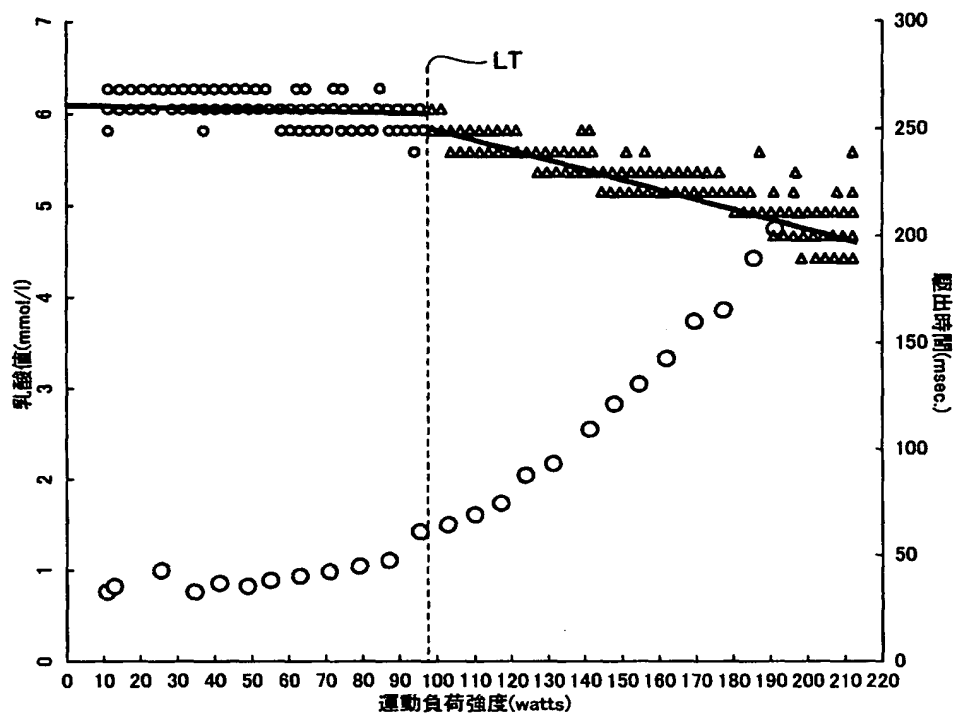
【書類名】

図面

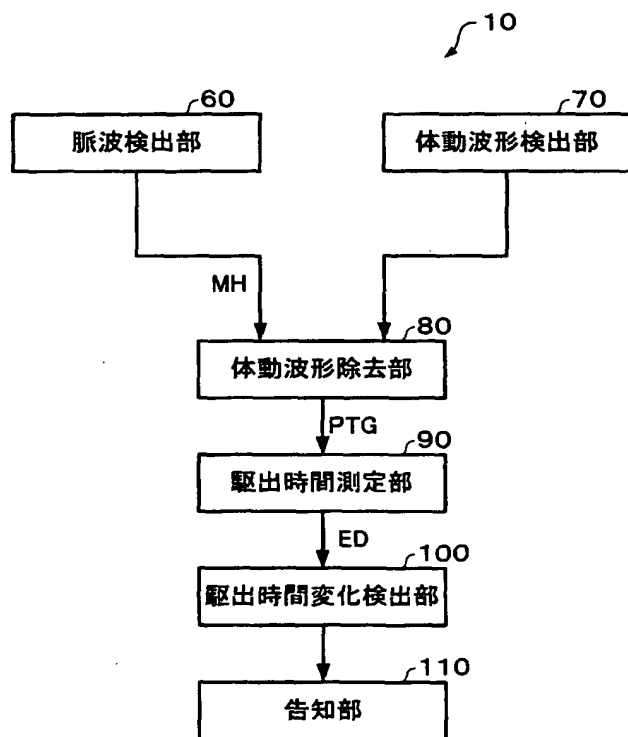
【図1】



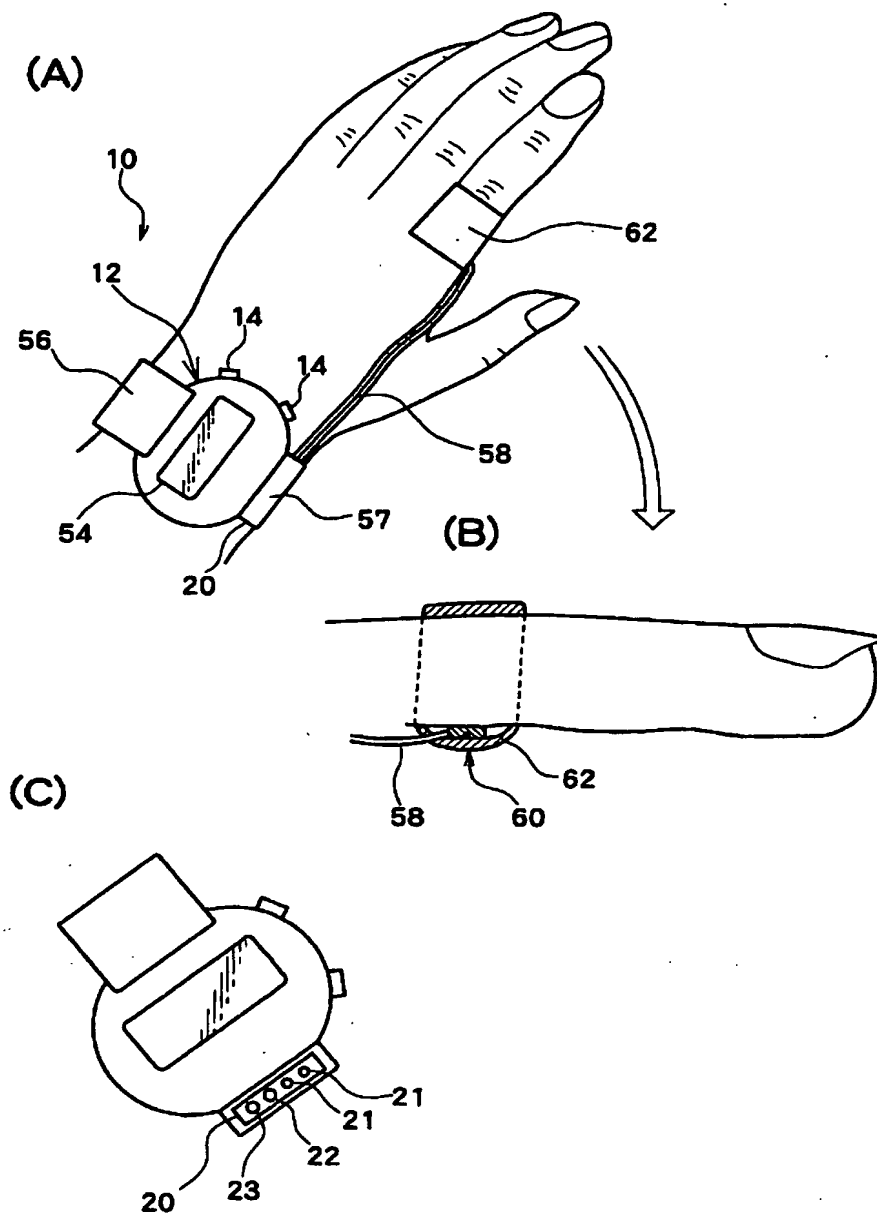
【図 2】



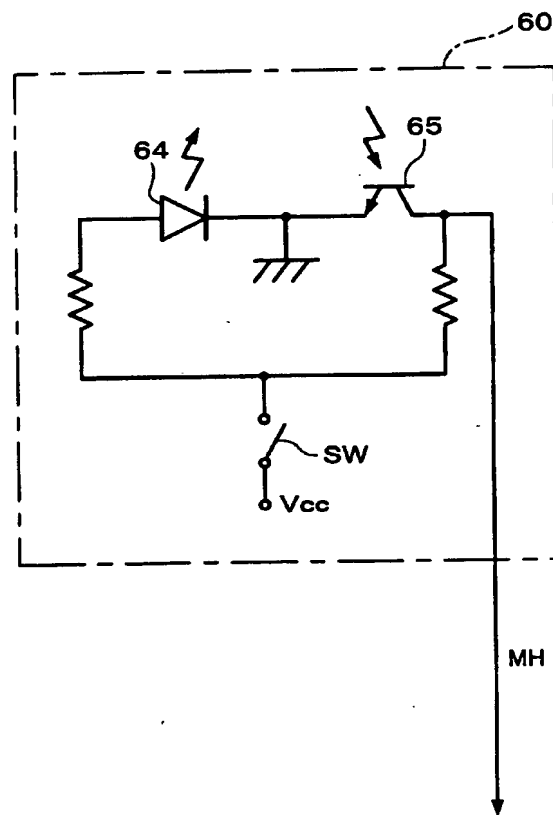
【図 3】



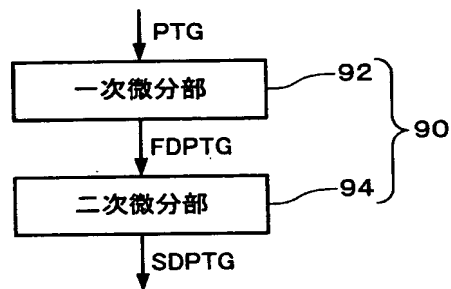
【図 4】



【図 5】

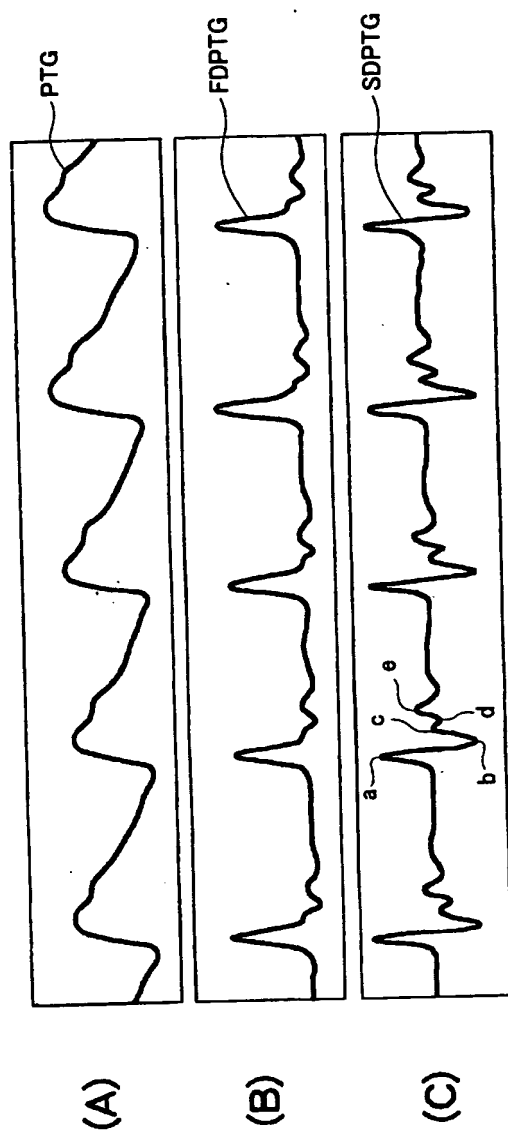


【図 6】

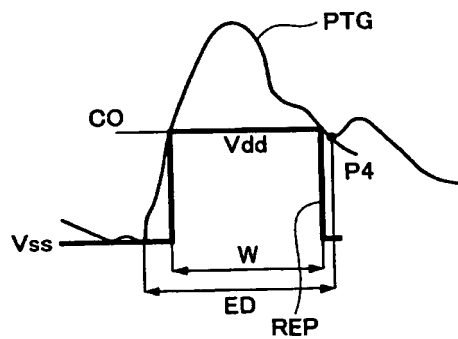




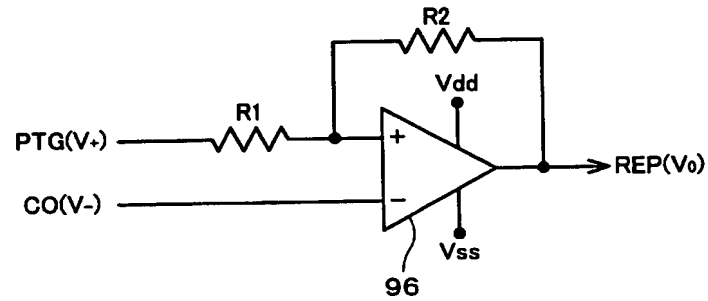
【図 7】



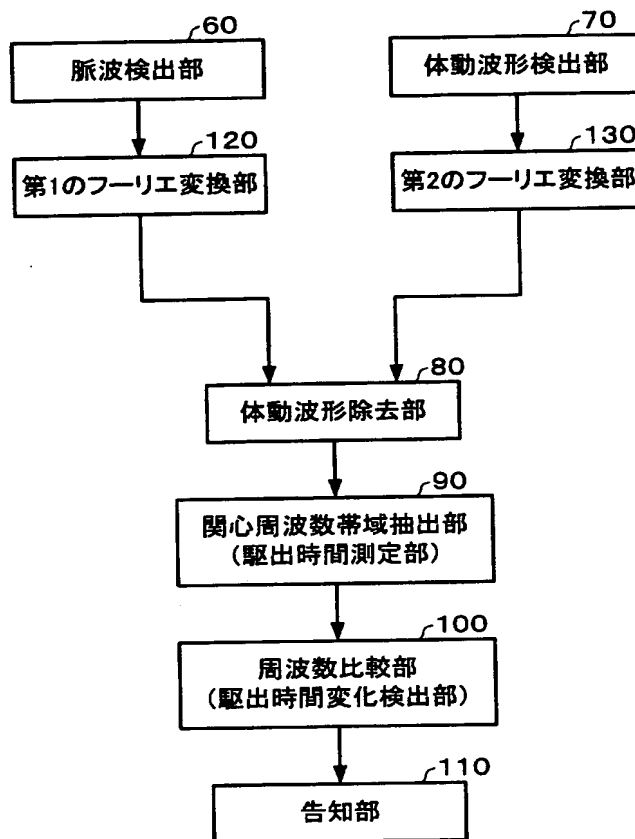
【図 8】



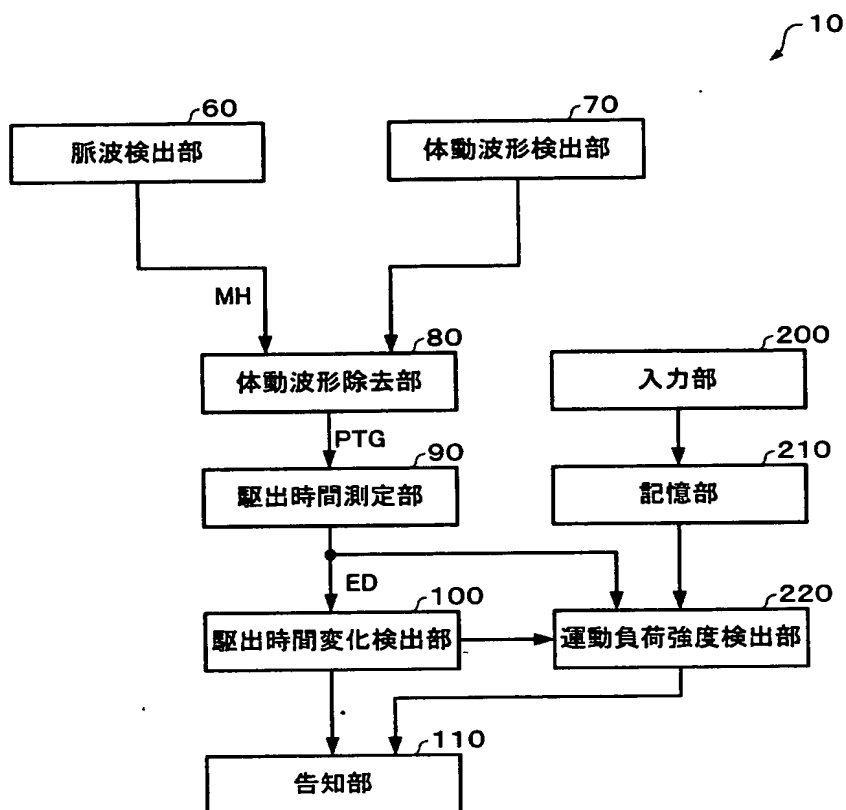
【図 9】



【図 1 0】



【図 1 1】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 非侵襲的に検出される脈波の特徴から、運動中の被験者の運動負荷強度を評価する装置を提供すること。

【解決手段】 運動負荷強度評価装置 1 0 は、運動中の被験者に装着され、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部 6 0 と、検出された脈波に基づいて、心臓の駆出時間を反映する脈波の特徴（例えばディクロティクノッチ）より駆出時間 E D を測定する駆出時間測定部 9 0 と、時間経過毎に駆出時間測定部 9 0 にて測定される駆出時間 E D が入力され、各駆出時間 E D の変化を検出する駆出時間変化検出部 1 0 0 とを有する。

【選択図】 図 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 0 0 0 0 0 2 3 6 9 ]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 2 0 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都新宿区西新宿 2 丁目 4 番 1 号
氏 名	セイコーエプソン株式会社